

Калибровка сцинтилляционного дозиметра МКД-04 для гамма-излучения источника ^{192}Ir

Аннотация

Представлен сцинтилляционный детектор на основе полистирольного сцинтиллятора со световодами, твердотельными фотозлектронными преобразователями и компьютерным управлением для многоканального дозиметра МКД-04, предназначенного для *in vivo* дозиметрии при брахитерапии. Уменьшен внешний диаметр детектора и световода с 4,0 до 3,2 мм, что улучшило его геометрические характеристики при внутриволостных измерениях. Проведена калибровка детектора для гамма-излучения брахитерапевтического источника ^{192}Ir в фантоме из ПММА (включая вспомогательную калибровку в рентгеновском пучке 200 кВ). Получено значение поправочного фактора $k_{Q,0}^{sc} = 1,059 \pm 0,020$ для ^{192}Ir относительно калибровки в пучке гамма-излучения ^{60}Co .

Введение

Малогобаритные дозиметрические детекторы на основе органических сцинтилляторов с волоконно-оптическими световодами и твердотельными фотоприемниками интенсивно разрабатываются в мире для задач клинической дозиметрии, связанных с измерением распределений поглощенной дозы с высоким градиентом. Такие детекторы обеспечивают слабую зависимость чувствительности от энергии излучения, линейность световыходов от дозы и минимальное возмущение потока измеряемого излучения.

В частности, характеристики сцинтилляционных детекторов «Exradin W1» и «Exradin W2» («Standard Imaging», США) и разрабатываемых конкурирующих систем были исследованы для дозиметрии стереотаксического облучения малыми полями в работах [1]-[5], были оценены их возможности для дозиметрии медицинских протонных пучков [6] и для задач *in vivo* дозиметрии при брахитерапевтическом облучении [7].

В 2017 году был представлен многоканальный клинический дозиметр МКД-04 с набором миниатюрных детекторов на основе полистирольного сцинтиллятора, предназначенный для *in vivo* дозиметрии на брахитерапевтическом комплексе «АГАТ-ВТ» [8]. Была проведена калибровка детектора в пучке гамма-излучения источника ^{60}Co в стандартных условиях в соответствии с требованиями протокола МАГАТЭ TRS-398 [9], исследовано влияние на отклик детектора изменения спектра излучения с увеличением глубины и размера поля облучения, проверена линейность отклика в зависимости от мощности дозы, оценена точность компенсации вклада черенковской компоненты в световоде и температурная стабильность прибора [10].

В настоящей статье представлен новый вариант сцинтилляционного детектора для дозиметра МКД-04, обладающий улучшенными геометрическими характеристиками с точки зрения задач *in vivo* дозиметрии при брахитерапевтическом облучении. Проведена калибровка детектора для гамма-излучения брахитерапевтического источника ^{192}Ir (включая вспомогательную калибровку в рентгеновском пучке).

Материалы и методы

Конструкция и характеристики детекторов МКД-04

Основой детекторов МКД-04 является сцинтилляционное волокно BSF-10 («Saint-Gobain Crystals», США) диаметром 1,0 мм и длиной 6,0 мм, склеенное встык со световодом на основе оптоволокна «Kuraray Fiber Clear-PSMSJ». Длина световода составляет 640 мм, а его другой конец находится в оптическом контакте с твердотельным кремниевым фотозлектронным множителем (SiФЭУ) «SensL MicroFC-10035-SMT», служ-

ящим для преобразования переданного оптического сигнала в электрический. Сцинтиллятор и световод защищены нейлоновой трубкой, не требуют подведения электрического напряжения, что важно с точки зрения электробезопасности пациента при измерениях дозы *in vivo*. Корректировка температурной зависимости усиления SiФЭУ выполняется программно посредством встроенного терморезистора.

При попадании части световода в пучок излучения в результате взаимодействия вторичных электронов в нем генерируется черенковский свет, искажающий результаты измерений. Для компенсации данного эффекта в детекторе расположен второй световод параллельно первому, его сигнал используется для вычитания черенковской компоненты. Детекторы при помощи кабеля длиной до 30 м подключаются к четырехканальному электрометрическому блоку и управляющему компьютеру. Детектор обеспечивает измерение мощности дозы в интервале от 10 до $5 \cdot 10^3$ мГр/мин и суммарной дозы от $0,01$ до 10^3 Гр с погрешностью не более 4 %. Более детальное описание конструкции, принципов работы и характеристик детектора МКД-04 приведено нами в работе [10].

В новой модификации детектора сцинтиллятор расположен строго по срединной оси корпуса детектора, его длина уменьшена с 8 до 6 мм при сохранении диаметра 1 мм, уменьшен внешний диаметр защитной трубки с 4,0 до 3,2 мм. Реализовать такую компоновку стало возможным только за счет того, что волокно, служащее для компенсации черенковского излучения, было сделано короче основного на 12 мм при общей длине 640 мм. Разница в длине была учтена в процессе калибровки. Детекторы были предварительно калиброваны в пучке излучения ^{60}Co , как это описано в работе [10].

Методика калибровки для гамма-излучения ^{192}Ir

Миниатюрный источник на основе радионуклида ^{192}Ir является одним из наиболее распространенных в брахитерапии, поэтому исследование возможностей клинического применения дозиметра МКД-04 при контактной лучевой терапии с его использованием было одной из целей настоящей работы. Для корректного определения поглощенной дозы детектор должен быть калиброван в эталонном пучке соответствующего качества, что для ^{192}Ir не представляется возможным. В качестве компромисса доклад МАГАТЭ TECDOC-1274 [11] рекомендует использовать калибровочный коэффициент, полученный в результате интерполяции между калибровкой в пучке гамма-излучения ^{60}Co и в пучке рентгеновского излучения. В терминологии протокола TRS-398 [9] задача заключается в определении поправочного фактора $k_{Q,0}$, учитывающего разницу качества излучения при измерениях (рентгеновский пучок или ^{192}Ir) и калибровке (^{60}Co) для каждого из используемых детекторов.

Таким образом, на первом этапе было необходимо провести вспомогательную сравнительную калибровку в рентгеновском пучке. В качестве референсного детектора использовалась ионизационная камера «Exradin A19» («Standard Imaging», США) объемом 0,6 см³, калиброванная ВНИИФТРИ как в стандартном пучке гамма-излучения ⁶⁰Со, так и в рентгеновском пучке средних энергий – при напряжении на трубке 120 кВ, СПО 6,0 мм Al. Поправочный фактор $k_{Q,0_0}$ относительно калибровочного коэффициента ⁶⁰Со был равен 1,002, погрешность калибровки составляла ± 3,0 % при доверительной вероятности 95 %. В качестве рабочих инструментов были использованы две ионизационные камеры РТW 31010 («Semiflex») объемом 0,125 см³.

Измерения дозы проводились на глубине 2 см в фантоме «Virtual Water» [12] на рентгенотерапевтическом аппарате Т-200 («Wolf-Medizintechnik GmbH», Германия) при напряжении 200 кВ, дополнительном фильтре 1 мм Cu, СПО 1,50 мм Cu и размере поля облучения 10 x 10 см. Энергетический спектр пучка оценивался по проведенным ранее измерениям на аналогичных аппаратах [13], стабильность радиационного выхода дополнительно контролировалась при помощи проходной ионизационной камеры аппарата.

Далее поправочные факторы для излучения источника ¹⁹²Ir рассчитывались в результате линейной интерполяции в зависимости от энергии фотонов между значениями энергии для рентгеновского пучка и гамма-излучения ⁶⁰Со [11]. При этом учитывались все линии спектра ¹⁹²Ir в соответствии с их дозовым вкладом с выходом более 1 % на распад.

Калибровка в поле брахитерапевтического источника ¹⁹²Ir

Для первичной заводской калибровки сцинтилляционных детекторов в АО «НИИТФА» был разработан твердотельный калибровочный фантом из полиметилметакрилата (ПММА) – материала, близкого к воде по плотности и радиационному рассеянию. Фантом (рис. 1) имеет два отверстия глубиной 80 мм для размещения детекторов, расположенные симметрично на расстоянии 10 мм от его осевой плоскости, что позволяет проводить измерения с двумя детекторами одновременно. В осевой плоскости фантома располагаются отверстия 1-5 для последовательного размещения аппликатора в виде пластиковой трубки диаметром 1,9 мм с автоматически перемещаемым в них источником ¹⁹²Ir аппарата «microSelectron-HDR». Аппликатор устанавливался в специальном адаптере, обеспечивающем его центровку внутри отверстия. Расстояния от центра источника до центра ионизационных камер составляют в этом случае 10, 20, 40, 60 и 80 мм соответственно, свободные отверстия закрываются заглушками. Центры отверстий размещены с точностью ± 0,02 мм, а диаметры равны 7^{+0,05} мм.

При помощи ионизационных камер была измерена мощность дозы в фантоме для положений аппликатора с источни-

ком ¹⁹²Ir в отверстиях 1-5, при этом использовались поправочные коэффициенты на качество излучения ¹⁹²Ir, определенные в результате интерполяции, как описано выше. Далее одна из камер заменялась на сцинтилляционный детектор и цикл измерений повторялся с регистрацией отклика детектора в каждой точке.

Результаты и их обсуждение

Результаты калибровки детекторов в рентгеновском пучке

Поправочный фактор $k_{Q,0_0}$ относительно результатов калибровки по гамма-излучению ⁶⁰Со был определен для двух ионизационных камер и сцинтилляционного детектора МКД-04 в результате сравнения с откликом референсной камеры в пучке рентгеновского излучения, как описано выше. Результаты сравнения приведены в табл. 1. Коэффициенты двух экземпляров камер одного типа – РТW 31010 совпадают в пределах 0,5 %.

Интерполяция чувствительности ионизационных камер для излучения источника ¹⁹²Ir проводилась линейно, с учетом энергии каждой энергетической линии и ее вклада в суммарную дозу, результат интерполяции также приведен в табл. 1. Как видно из таблицы, в рентгеновском пучке сцинтилляционный детектор МКД-04 продемонстрировал существенное (~ 37 %) занижение отклика по отношению к излучению ⁶⁰Со, что требует детального исследования его чувствительности для энергий ниже 1,25 МэВ. Использование же линейной интерполяции могло бы привести к значительным погрешностям в определении его фактора $k_{Q,0_0}$ для излучения ¹⁹²Ir. В связи с этим обстоятельством поправочный фактор интерполировался лишь для ионизационных камер, где энергетическая зависимость чувствительности не превышала долей процента в интервале 100 кэВ...1,25 МэВ, а для сцинтилляционного детектора он был измерен в фантоме ПММА с использованием камер РТW 31010 в качестве референсных инструментов непосредственно в поле излучения брахитерапевтического источника ¹⁹²Ir.

Таблица 1

Поправочный фактор $k_{Q,0_0}$ на качество излучения для рентгеновского излучения и излучения ¹⁹²Ir относительно результатов калибровки в пучке ⁶⁰Со

Детектор	Объем, см ³	$k_{Q,0_0}$ для 200 кВ СПО 1,5 мм Cu	$k_{Q,0_0}$ для ¹⁹² Ir (интерполировано)
SI A19 Farmer	0,62	1,002	1,001
PTW 31010 S/N 5690	0,125	0,995	0,996
PTW 31010 S/N 4790	0,125	0,990	0,993
МКД-4	0,0047	1,374	–

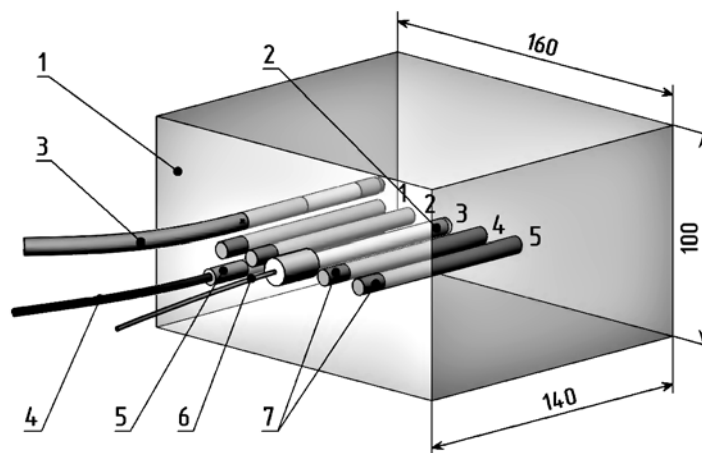


Рис. 1. Схема размещения детекторов и источника ¹⁹²Ir в калибровочном фантоме: 1 – корпус фантома; 2 – капсула брахитерапевтического источника; 3 – ионизационная камера РТW 31010; 4 – световод сцинтилляционного детектора МКД-04; 5 – адаптер для центровки детекторов МКД-04; 6 – аппликатор аппарата брахитерапии; 7 – заглушки свободных отверстий

Результаты калибровки в фантоме

Необходимо отметить, что микроисточник ^{192}Ir движется внутри аппликатора по спирали и имеет некоторое боковое смещение, зависящее от продольного положения. Эта особенность вносит дополнительную ошибку в дозу облучения камер, находящихся на одинаковом расстоянии от оси аппликатора, причем величина ошибки максимальна при минимальном расстоянии между источником и камерой. При расстоянии 10 мм расхождение между показаниями камер «Semiflex» составило 7,5 %, в то время как для расстояний 20 мм и более (отверстия 2-5) оно было равно $(1,5 \pm 0,6)\%$, что согласуется с погрешностью калибровки самих камер. В связи с существенным влиянием отклонения центра источника от оси аппликатора результаты измерения в отверстии 1 были в дальнейшем исключены из обработки.

Исходя из равенства значений поглощенной дозы в точках 2-5, измеренных ионизационными камерами и сцинтилляционным детектором, можем записать:

$$M_{\text{Ir192}}^{\text{sc}}(r_i) N_{D,w,\text{Co60}}^{\text{sc}} k_{Q,Q_0}^{\text{sc}} = M_{\text{Ir192}}^{\text{ion}}(r_i) N_{D,w,\text{Co60}}^{\text{ion}} k_{Q,Q_0}^{\text{ion}},$$

где $M_{\text{Ir192}}^{\text{sc}}(r_i)$ и $M_{\text{Ir192}}^{\text{ion}}(r_i)$ – отклик сцинтилляционного детектора и ионизационной камеры соответственно при измерениях с источником ^{192}Ir в i -й точке на расстоянии r_i от него. Для ионизационной камеры выполнена поправка на давление и температуру воздуха; $N_{D,w,\text{Co60}}^{\text{sc}}$ и $N_{D,w,\text{Co60}}^{\text{ion}}$ – калибровочные коэффициенты для поглощенной дозы в воде, измеренные в пучке гамма-излучения ^{60}Co в стандартных условиях для сцинтилляционного детектора и ионизационной камеры соответственно. В первом случае они получены в результате сравнительной калибровки на гамма-аппарате [10], во втором – взяты из калибровочных сертификатов поверочной службы; k_{Q,Q_0}^{ion} и k_{Q,Q_0}^{sc} – поправочный фактор на качество излучения ^{192}Ir при калибровке по ^{60}Co для ионизационной камеры и сцинтилляционного детектора. В первом случае получен путем интерполяции и приведен в табл. 1, во втором – является предметом исследования.

Усредненное по точкам измерения 2-5 и результатам двух камер «Semiflex» значение k_{Q,Q_0}^{sc} было рассчитано в виде

$$k_{Q,Q_0}^{\text{sc}} = \frac{N_{D,w,\text{Co60}}^{\text{ion}} k_{Q,Q_0}^{\text{ion}}}{N_{D,w,\text{Co60}}^{\text{sc}}} \cdot \frac{\sum_{i=2}^5 M_{\text{Ir192}}^{\text{ion}}(r_i)}{4}$$

и составило 1,059. Таким образом, чувствительность сцинтилляционного детектора МКД-04 для спектра излучения ^{192}Ir приблизительно на 6 % ниже чувствительности к гамма-излучению источника ^{60}Co . Среднеквадратичное отклонение с учетом погрешности калибровки камер, статистической погрешности и погрешности интерполяции составило 1,9 %.

Заключение

Разработана усовершенствованная конструкция сцинтилляционного детектора для дозиметра МКД-4, предназначенного для *in vivo* дозиметрии при брахитерапии. Уменьшен внешний диаметр детектора и световода с 4,0 до 3,2 мм, что улучшило его геометрические характеристики при внутриполостных измерениях. Выполнена вспомогательная калибровка как сцинтилляционного детектора, так и контрольных ионизационных камер в пучке рентгеновского излучения при напряжении 200 кВ и СПО 1,50 мм Сч, и путем интерполяции оценены калибровочные факторы для гамма-излучения источника ^{192}Ir . Проведена калибровка сцинтилляционного детектора при облучении брахитерапевтическим источником ^{192}Ir в фантоме из ПММА на основе сравнения с показаниями ионизационных камер. Получено значение поправочного фактора $k_{Q,Q_0}^{\text{sc}} = 1,059 \pm 0,020$ на отличие качества излучения ^{192}Ir от референсного пучка ^{60}Co .

Список литературы:

1. Pasquino M. et al. Dosimetric characterization and behavior in small X-ray fields of a microchamber and a plastic scintillator detector // Brit. J. Radiol. 2017. Vol. 90.
2. Burke E. et al. The practical application of scintillation dosimetry in small-field photon-beam radiotherapy // Z. Med. Phys. 2017. Vol. 27. № 4. PP. 324-333.
3. Carrasco P. et al. Characterization of the Exradin W1 scintillator for use in radiotherapy // Med. Phys. 2015. Vol. 42. № 1. PP. 297-304.
4. Mancosu P. et al. Dosimetric characterization of small fields using a plastic scintillator detector: A large multicenter study // Physica Medica. 2017. Vol. 41. PP. 33-38.
5. Beddar A.S. et al. Monte Carlo calculations of the absorbed dose and energy dependence of plastic scintillators // Med. Phys. 2005. Vol. 32. PP. 1265-1269.
6. Alsanea F. et al. Exradin W1 plastic scintillation detector for in vivo skin dosimetry in passive scattering proton therapy // Physica Medica. 2018. Vol. 47. PP. 58-63.
7. Lambert J. et al. In vivo dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD, and scintillation detector // Med. Phys. 2007. Vol. 34. № 5. PP. 1759-1765.
8. Солодкий В.А., Титова В.А., Белле Т.С., Колосков С.А. и др. Контактная лучевая терапия с использованием отечественного комплекса АГАТ-ВТ / Руководство для врачей и медицинских физиков. – М.: Аспект Пресс, 2018.
9. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. IAEA TRS 398. – Vienna: IAEA, 2000.
10. Сумин А.В., Медведков А.М., Васильев В.Н. и др. Верификация работы сцинтилляционного многоканального клинического дозиметра МКД-04 в коллимированном пучке гамма-излучения источника Co-60 // Медицинская физика. 2017. № 3. С. 24-33.
11. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Guidelines on standardized procedures at Secondary Standard Dosimetry Laboratories (SSDLs) and hospitals. IAEA-TECDOC-1274. – Vienna: IAEA, 2002.
12. Васильев В.Н., Коконцев А.А., Смыслов А.Ю., Аморова Е.А. Водно-эквивалентность пластика Virtual Water для фотонов низких энергий // Медицинская физика. 2014. № 3. С. 27-32.
13. Васильев В.Н., Сидорин В.П., Ставицкий П.В. Энергетические спектры излучения рентгенотерапевтических аппаратов // Медицинская техника. 1985. № 1. С. 37-41.

Владимир Николаевич Васильев,
ст. научный сотрудник,

ФГБУ «Российский научный центр рентгенорадиологии»,
Александр Викторович Сумин,
канд. техн. наук, руководитель,
Андрей Михайлович Медведков,
гл. специалист,
проектный офис № 6,

АО «НИИ технической физики и автоматизации»,
Дмитрий Александрович Коконцев,
инженер,

Вера Алексеевна Титова,
д-р мед. наук, профессор, гл. научный сотрудник,
Александр Александрович Коконцев,
ведущий инженер,

Алексей Юрьевич Смыслов,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
ФГБУ «Российский научный центр рентгенорадиологии»,
г. Москва,
e-mail: vnvasil57@gmail.com